

09/890761

PCT/JP00/08508

日 本 国 特 許 庁

PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

01.12.00

JPO/08508

REC'D 29 JAN 2001

WIPO

PCT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日

Date of Application:

1999年12月 3日

出 願 番 号

Application Number:

平成11年特許願第344495号

出 願 人

Applicant (s):

松下電器産業株式会社

EU

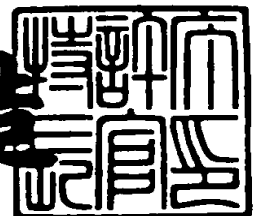
PRIORITY
DOCUMENT

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2001年 1月12日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2000-3110858

【書類名】 特許願

【整理番号】 2892010336

【提出日】 平成11年12月 3日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G01N 27/30

【発明者】

【住所又は居所】 香川県高松市古新町 8 番地の 1 松下寿電子工業株式会
社内

【氏名】 宮崎 正次

【発明者】

【住所又は居所】 香川県高松市古新町 8 番地の 1 松下寿電子工業株式会
社内

【氏名】 堤 治寛

【発明者】

【住所又は居所】 香川県高松市古新町 8 番地の 1 松下寿電子工業株式会
社内

【氏名】 山西 永吏子

【特許出願人】

【識別番号】 000005821

【氏名又は名称】 松下電器産業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100097445

【弁理士】

【氏名又は名称】 岩橋 文雄

【選任した代理人】

【識別番号】 100103355

【弁理士】

【氏名又は名称】 坂口 智康

【選任した代理人】

【識別番号】 100109667

【弁理士】

【氏名又は名称】 内藤 浩樹

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011305

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9809938

【ブルーフの要否】 不要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 バイオセンサ

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 液体試料が毛細管現象にて導入されるキャビティを備え、導入された前記液体試料と試薬との反応により、液体試料中の成分を分析可能なバイオセンサにおいて、前記キャビティに面する前記センサの側壁のうち、少なくとも一部の側壁の表面それ自体が親水性を有することを特徴とするバイオセンサ。

【請求項 2】 界面活性剤を混ぜた樹脂材料により、親水性を有する側壁を形成したことを特徴とする請求項 1 に記載のバイオセンサ。

【請求項 3】 界面活性剤によりその表面を被覆したフィルムにてキャビティに面する側壁を形成することにより、親水性を有する側壁を形成したことを特徴とする請求項 1 に記載のバイオセンサ。

【請求項 4】 親水性極性基を有する樹脂でその表面を被覆したフィルムで、キャビティに面する側壁を形成することにより、親水性を有する側壁を形成したことを特徴とする請求項 1 に記載のバイオセンサ。

【請求項 5】 キャビティを形成する側壁のうち、少なくとも一部の側壁の表面を、化学的に改質することにより、親水性を有する側壁を形成したことを特徴とする請求項 1 に記載のバイオセンサ。

【請求項 6】 プラズマ放電処理、カップリング反応処理、オゾン処理、紫外線処理のうちのいずれかの処理を施すことにより、少なくとも一部の側壁の表面に親水性官能基を形成させることを特徴とする請求項 5 に記載のバイオセンサ。

【請求項 7】 キャビティに面する側壁のうち、少なくとも一部の表面に、粗面を形成したことを特徴とする請求項 1 に記載のバイオセンサ。

【請求項 8】 キャビティに面する側壁のうち、少なくとも一部の表面に、サンドブラスト、放電加工、ノングレア処理、マット処理、化学メッキのいずれかを施して粗面を形成することを特徴とする請求項 7 に記載のバイオセンサ。

【請求項 9】 液体試料と反応する試薬が形成される側壁の表面も、親水性を有することを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれかに記載のバイオセンサ。

【請求項 10】 液体試料と試薬との反応を検出する電極が形成される側壁の

表面も親水性を有することを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれかに記載のバイオセンサ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は液体試料中の特定の成分を分析するバイオセンサに関し、特に液体試料を毛細管現象にて導入するキャビティを備えたバイオセンサにおいて、液体試料のキャビティ内への導入を助成する構成に特徴があるものである。

【0002】

【従来の技術】

液体試料中の特定の成分を分析するバイオセンサとして、例えば、血液中のグルコースとセンサ中に担持したグルコースオキシダーゼ等の試薬との反応により得られる電流値を測定することにより、血糖値などを求めるものがある。

【0003】

図 4 は上述のような従来の血糖値測定用のバイオセンサを示す分解斜視図である。ポリエチレンテレフタレートのような絶縁基板 5 上には、電極となる作用極 1、対極 2 が印刷形成され、これら電極上にはグルコースオキシダーゼと電子受容体を含む試薬層 10 と、さらに試薬層 10 上に卵黄レシチンなどからなる界面活性剤層 11 とが形成されている。

【0004】

そしてある量の血液を採取し、採取した血液と試薬層 10 との反応により生じる電流値を上記電極で検出するためのキャビティ 12 を形成するため、電極および試薬上の部分を細長く切り欠いたスペーサ 7 と、空気逃げ孔 9 を形成したカバー 6 とを絶縁基板 5 上に貼りあわせている。

【0005】

このような構成のバイオセンサにおいて、血液は吸引口 8 から毛細管現象によりキャビティ 12 内に導入され、電極と試薬のある位置まで導かれる。そして電極上での血液と試薬との反応により生じる電流値は、リード 3, 4 を通じて図示しない外部の測定装置に接続して読み取られる。

【0 0 0 6】

ここで従来、血液を吸引口 8 に点着して採取するに際して、毛細管現象によって血液がキャビティ 1 2 内へ素早く、またキャビティ 1 2 の奥まで導入されるようにするために、試薬層 1 0 を覆う様な形で界面活性剤層 1 1 を展開する工夫がなされていた。

【0 0 0 7】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら上述の様に、界面活性剤層 1 1 を設けることにより血液をキャビティ 1 2 内へ導入し易くする構成では、以下のような問題があった。

【0 0 0 8】

その一つとして、試薬層 1 0 上を覆う界面活性剤層 1 1 が血液に溶解しながらキャビティ内に導入され、そして試薬層 1 0 も血液に溶解して反応することになるのだが、試薬層 1 0 を覆う界面活性剤層 1 1 が試薬層 1 0 の血液への溶解を阻害し、センサの感度や測定値のばらつき等の点で、センサの性能に悪影響を与える問題があった。

【0 0 0 9】

また試薬層 1 0 を塗布しこれが乾燥するのを待って、更にその上を覆う様な形で界面活性剤 1 1 を含む溶液を塗布展開する工程と、界面活性剤層を乾燥する工程とが必要であり、これらの工程に時間がかかり生産性が悪いという問題もあった。

【0 0 1 0】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、本発明のバイオセンサは、試薬層上に界面活性剤層を形成することなく、キャビティ内への血液の流れを助け素早くかつ十分に導入することができるようにするために、キャビティに面するセンサ部材の側壁それ自体の表面が親水性になるようにしたことを特徴とするものである。

【0 0 1 1】

【発明の実施の形態】

本発明の請求項 1 に記載の発明は、液体試料が毛細管現象にて導入されるキャ

ビティを備え、導入された前記液体試料と試薬との反応により、液体試料中の成分を分析可能なバイオセンサにおいて、前記キャビティに面する前記センサの側壁のうち、少なくとも一部の側壁の表面それ自体が親水性を有することを特徴とするバイオセンサであり、液体試料と反応する試薬上に界面活性剤の層を設けることなく、液体試料の吸引を助成することができ、これに伴いセンサの高性能化や、更には製造工程の簡略化を図ることができる。

【 0 0 1 2 】

本発明の請求項 2 に記載の発明は、界面活性剤を混ぜた樹脂材料により、親水性を有する側壁を形成したことを特徴とする請求項 1 に記載のバイオセンサであり、キャビティの側壁を構成するセンサ部材の材料それ自身を親水性としたものであり、請求項 1 と同様の効果を期待できる。

【 0 0 1 3 】

本発明の請求項 3 に記載の発明は、界面活性剤によりその表面を被覆したフィルムにてキャビティに面する側壁を形成することにより、親水性を有する側壁を形成したことを特徴とする請求項 1 に記載のバイオセンサであり、請求項 1 の構成を具体化したものであり、請求項 1 と同様の効果を期待できる。

【 0 0 1 4 】

本発明の請求項 4 に記載の発明は、親水性極性基を有する樹脂でその表面を被覆したフィルムで、キャビティに面する側壁を形成することにより、親水性を有する側壁を形成したことを特徴とする請求項 1 に記載のバイオセンサであり、請求項 1 の構成をさらに別の形で具体化したものであり、請求項 1 と同様の効果を期待できる。

【 0 0 1 5 】

本発明の請求項 5 に記載の発明は、キャビティを形成する側壁のうち、少なくとも一部の側壁の表面を、化学的に改質することにより、親水性を有する側壁を形成したことを特徴とする請求項 1 に記載のバイオセンサであり、親水性表面を形成するための他の手法を提供するものであり、請求項 1 と同様の効果を期待できる。

【 0 0 1 6 】

本発明の請求項 6 に記載の発明は、プラズマ放電処理、カップリング反応処理、オゾン処理、紫外線処理のうちのいずれかの処理を施すことにより、少なくとも一部の側壁の表面に親水性官能基を形成させることを特徴とする請求項 5 に記載のバイオセンサであり、請求項 5 の手法をさらに具体化したものである。

【 0 0 1 7 】

本発明の請求項 7 に記載の発明は、キャビティに面する側壁のうち、少なくとも一部の表面に、粗面を形成したことを特徴とする請求項 1 に記載のバイオセンサであり、側壁の表面を物理的な手法にて親水性を持たせたものであり、請求項 1 と同様の効果を期待できる。

【 0 0 1 8 】

本発明の請求項 8 に記載の発明は、キャビティに面する側壁のうち、少なくとも一部の表面に、サンドブラスト、放電加工、ノングレア処理、マット処理、化学メッキのいずれかを施して粗面を形成することを特徴とするバイオセンサであり、請求項 7 の手法をより具体的にしたものである。

【 0 0 1 9 】

本発明の請求項 9 に記載の発明は、液体試料と反応する試薬が形成される側壁の表面も、親水性を有することを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれかに記載のバイオセンサであり、キャビティに面する側壁のうち、親水性を有する部分の面積が広くなり、さらに効率よく液体試料を導入することができる。

【 0 0 2 0 】

本発明の請求項 1 0 に記載の発明は、液体試料と試薬との反応を検出する電極が形成される側壁の表面も親水性を有することを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれかに記載のバイオセンサであり、電極を形成する側壁の表面を親水性とすることにより、電極と側壁との密着が良くなり、電極の剥がれの問題もなくなりセンサの信頼性が向上する。

【 0 0 2 1 】

(実施の形態 1)

以下、本発明の実施の形態について図 1 を用いて説明する。

【 0 0 2 2 】

図 1 は、本発明の一実施の形態におけるバイオセンサの分解斜視図であり、従来のものと異なる所は、反応試薬層 1 0 上に形成されていた界面活性剤層 1 1 をなくし、その代わりとして、血液が導入されるキャビティ 1 2 に面する側壁、すなわちスペーサ 7 とカバー 6 のうち、キャビティ 1 2 に面する部分のうち少なくとも一部を、それ自体が親水性を有するようにしたことである。これにより試薬層 1 0 上に界面活性剤層 1 1 が被覆されることをなくし、キャビティ 1 2 の側壁を構成するカバー 6 またはスペーサ 7 の部分により、血液の導入を助成するようにするものである。

【0023】

ここで、キャビティ 1 2 に面するカバー 6 とスペーサ 7 の表面を親水性にする具体的な方法として、その一つに、ポリエチレンテレフタレートやポリカーボネート等の材料中に、予め界面活性剤等の界面活性作用を有する化学物質を練り込んで絶縁性フィルム材形成し、これでカバー 6 とスペーサ 7 を構成することができる。これによりキャビティ 1 2 の側壁の濡れ性が向上して、血液を素早く確実にキャビティ 1 2 内に導入することができる。

【0024】

ここで、効果が期待できる界面活性剤の種類（親水基としての分類）としては、カルボン酸塩、スルホン酸塩、カルボン酸塩、リン酸エステル塩等のアニオン界面活性剤、第 1 級アミン塩、第 2 級アミン塩、第三級アミン塩、第 4 級アンモニウム塩等のカチオン界面活性剤、アミノ酸型もしくはペプチド型等の両性界面活性剤、また、ポリエチレングリコール型や多価アルコール型等の非イオン界面活性剤等が挙げられる。

【0025】

このように界面活性剤を混入可能なカバーやスペーサの材料としては、上述のもの以外に、ポリブチレンテレフタレート、ポリアミド、ポリ塩化ビニル、ポリ塩化ビニリデン、ポリイミド、ナイロンなどが挙げられる。

【0026】

上述のようにカバー 6 やスペーサ 7 の材料自体に界面活性剤を混ぜる方法以外にも以下のようなものがある。

【 0 0 2 7 】

すなわち、上述したような界面活性剤や、その表面に親水性極性基を有する樹脂により、カバー 6 やスペーサ 7 の基材となるポリエチレンテレフタレートやポリカーボネートなどの絶縁性フィルム上を、塗布したりラミネートしたりすることで被覆することができる。親水性極性基を有する樹脂としては、アクリル系、ポリエステル系、ウレタン系等のものが挙げられる。

【 0 0 2 8 】

またカバー 6 やスペーサ 7 の基材となるやポリエチレンテレフタレートやポリカーボネート等の絶縁性フィルム上を、有機チタン系化合物、ポリエチレンイミン系化合物やイソシアネート系化合物等によりプライマー処理することでも、側壁の親水性を高め、濡れ性を向上させることが可能となる。

【 0 0 2 9 】

このようにカバーやスペーサとなる絶縁性の基材の表面に親水性の被膜を形成する場合は、この基材の材料は、上述のポリエチレンテレフタレートやポリカーボネート等の絶縁性フィルムに限らず、ポリブチレンテレフタレート、ポリアミド、ポリ塩化ビニル、ポリ塩化ビニリデン、ポリイミド、ナイロンなども使用することができる。

【 0 0 3 0 】

尚、上述のように界面活性剤を絶縁基板へ練り混む場合は、0. 0 1 重量%以上の添加で十分な血液吸引助成効果が認められる。表面への被覆の場合は、界面活性剤層の厚みが数十オングストローム以上あれば、血液の吸引を助成する効果が認められるが、長期間に渡って効果を持続させるためには、数百オングストローム以上あることが望ましい。

【 0 0 3 1 】

次に、上述した手法とはさらに別の方法により、キャビティ 1 2 に面する側壁を親水性にする方法として、キャビティ 1 2 に面するカバー 6 とスペーサ 7 の表面を化学的に表面処理、加工を施すことができる。

【 0 0 3 2 】

具体的な方法としては、例えばプラズマ放電処理の代表的なものであるコロナ

放電処理やグロー放電処理の様にキャビティ 1 2 に面するカバー 6 やスパーサ 7 の表面にカルボキシル基、ヒドロキシル基、カルボニル基等の親水性官能基を形成させることで材料表面を化学的に改質し、表面濡れ性を向上させることができる。

【0 0 3 3】

化学的に表面性状を改質する処理としてはプラズマ放電処理以外にも、カップリング反応処理、オゾン処理、紫外線処理等があり、何れの処理方法を用いた場合でも前記同様の効果が期待できる。

【0 0 3 4】

これらの化学的な処理が行い得るカバー 6 やスパーサ 7 の材料としては、上述のようなポリエチレンテレフタレートやポリカーボネートに加え、ポリブチレンテレフタレート、ポリアミド、ポリ塩化ビニル、ポリ塩化ビニリデン、ポリイミド、ナイロンなどが使用できる。

【0 0 3 5】

また、材料表面を化学的に改質することにより表面濡れ性を向上させる方法以外にも、キャビティ 1 2 に面するカバー 6 やスパーサ 7 の表面に、サンドブラスト処理、放電加工、ノングレア処理、マット処理、化学メッキ等により材料表面を粗面化し、微細且つ連続的な粗面（凹凸）を材料表面に形成させることでも、材料表面の濡れ性を向上させることが可能であり、前記同様の効果が期待できる。

【0 0 3 6】

尚、密着性の効果が期待できる粗面（凹凸）レベルは $0.001 \sim 1 \mu m$ の範囲で、とくに $0.01 \sim 0.1 \mu m$ のものが望ましい。

【0 0 3 7】

このような処理を行いうるカバー 6 やスパーサ 7 の材料としては、上述のように、ポリエチレンテレフタレートやポリカーボネートに加え、ポリブチレンテレフタレート、ポリアミド、ポリ塩化ビニル、ポリ塩化ビニリデン、ポリイミド、ナイロンなどが使用できる。

【0 0 3 8】

以上説明したものは、キャビティ 12 に面するカバー 6 またはスペーサ 7 の側壁を親水性としたものであるが、作用極 1 や対極 2 および試薬層 10 を形成する絶縁基板 5 の表面にも上述したような親水性の処理を施すこともできる。

【0039】

絶縁基板 5 にも親水性処理を施すことにより、以下のような 2 つの有利な効果がある。まず、その一つに、吸引口 8 の高さ（≡スペーサ 7 の厚み）が比較的大きい場合（本実施の形態のセンサでは 0.3 mm 以上）に、液体試料として高ヘマトクリット値を有する血液を低温環境下（10℃以下）にて吸引させたときには、上述のようにカバー 6 とスペーサ 7 を親水性にただけでは十分に吸引を助成する効果が得られず、吸引能力が低下する傾向にある。そこでカバー 6 やスペーサ 7 に加え、絶縁基板 5 も上述のような処理を施すことにより、さらに液体試料の吸引を助成することができる。

【0040】

次に 2 つ目として、絶縁基板 5 の表面が親水性となるように処理した後、その上に電極を形成するようにすれば、絶縁基板と電極との密着性が飛躍的に向上する。電極および試薬層を複数個形成した絶縁基板に、これらそれぞれの電極や試薬に対応する位置に、切り欠き溝を形成したスペーサや空気逃げ孔を形成したカバーとを貼り合わせた後、センサの外形どおりにプレス等によって打ち抜いて、図示するようなセンサを得る場合に発生していた衝撃によって、電極が絶縁基板から剥離したり、電極にクラックを生じたりするということを防止することができる。これは、もともと極性が非常に小さい表面を有する基板材料表面が極性をもつことにより電極材料として用いられる導電性材料からなるペーストの乗り付着力が増すためである。

【0041】

【実施例】

（実施例 1）

コロナ放電処理（電力量：400 W、放電処理速度：30 mm/min）を施したポリエチレンテレフタレートからなる絶縁基板 5 上に、スクリーン印刷により作用極 1 と対極 2 とからなる電極層を設け、その上に酵素（グルコースオキシダーゼ

）と電子伝達体（フェリシアン化カリウム）を含む試薬層 10 を形成した後、ポリエチレンテレフタレートからなるスペーサ 7 と、予めアニオン界面活性剤であるアルキルベンゼンスルホン酸塩が 1 % 程度配合されたポリエチレンテレフタレートからなるカバー 6 との貼り合わせにより、血液が導かれる毛細管となる溝が形成された血糖値測定センサを作製した。

【0042】

（表 1）はこのようにして作製したセンサの血液吸引能力を示すものである。ここでは、検体吸引口 8 の寸法が高さ 0.15 mm、幅 2.0 mm のものを用いた。（表 1）中の数値は、過酷環境下（環境温度 5℃、ヘマトクリット値 65%）に於いて、血液が導かれる毛細管となる溝に完全に血液が充たされる迄に要した時間であり、従来センサに対して同等の血液吸引助成効果が得られたことを示すものである。

【0043】

【表 1】

	従来センサ	実施例 1 センサ
1	0.54	0.68
2	0.69	0.58
3	0.69	0.72
4	0.63	0.65
5	0.72	0.64
平均 (sec)	0.65	0.65

血液吸引速度比較 (n = 5)

【0044】

尚、本実施例で用いたポリエチレンテレフタレート基板並びにカバーの濡れ指数（表面張力）は未処理品 48 dyn/cm であるのに対して、コロナ放電処理を施した後の絶縁基板表面並びにアルキルベンゼンスルホン酸塩を配合したカバー表面の濡れ指数は何れも 54 dyn/cm 以上であり、血液吸引を助成するのに十分な濡れ性が確保されたことを示すものである。

【 0 0 4 5 】

図 2 は血中グルコース濃度 5 3 ～ 9 9 2 mg/dl に於けるセンサ感度を比較したものである。センサ感度とは、血液を毛細管内に吸引させた後、約 2 5 秒間試薬と血液中のグルコースとの反応を促進させた後、リード 3, 4 間に 0. 5 V の電圧を印加し、その 5 秒後に得られた電流値であり、グラフ中の数値は $n = 1 0$ 回測定の平均値である。本実施例センサの感度は従来センサの感度に対し約 5 % の高感度化を示した。これは界面活性剤層 1 1 を廃止することにより反応試薬層 1 0 の溶解性が向上したことを裏付けるものである。

【 0 0 4 6 】

また（表 2）は前記 1 0 回測定時の繰り返し精度（C V 値）を比較したものであり、本実施例センサの測定バラツキ（センサ個々のバラツキ）が従来センサに対し大幅に縮小軽減されたことを示すものである。

【 0 0 4 7 】

【表 2】

グルコース濃度	従来センサ	実施例 1 センサ
53mg/dl	6.25%	3.79%
83mg/dl	3.15%	1.67%
253mg/dl	3.49%	1.53%
488mg/dl	2.24%	0.60%
596mg/dl	2.49%	1.86%
992mg/dl	2.23%	2.11%

センサ精度（C V 値）比較

【 0 0 4 8 】

図 2 と（表 2）の結果から明らかなように、本実施例センサを用いることで、バラツキの少ない高感度なバイオセンサを実現することができる。

【 0 0 4 9 】

また、絶縁性の基板上へコロナ放電処理を施すことにより、電極層と絶縁基板との密着性がどの程度向上したのかも併せて確認した。J I S K 5 4 0 0（塗料

一般試験方法；付着性；基盤目テープ法）に準じ 1 mm 間隔、ます目数 1 0 0 の基盤目を作製し、セロハン粘着テープでの電極剥離度合いを確認した結果、コロナ放電処理を行わない従来の場合では 5 / 1 0 0 ますの頻度で電極の剥離が発生したのに対し本実施例センサでは 0 / 1 0 0 ますと明確な有意差が確認された。

【0 0 5 0】

（実施例 2）

ポリエチレンテレフタレートからなる絶縁基板 5 上に、スクリーン印刷により作用極 1 と対極 2 とからなる電極層を設け、その上に酵素（グルコースオキシダーゼ）と電子伝達体（フェリシアン化カリウム）を含む試薬層 1 0 を形成した後、ポリエチレンテレフタレートからなるスペーサ 7 とポリエチレンテレフタレート上に親水性の極性基を有するポリエステル系樹脂が薄膜形成された複合フィルム（表面濡れ指数：5 4 dyn/cm 以上）からなるカバー 6 との貼り合わせにより血液が導かれる毛細管となる溝が形成された血糖値測定センサを作製し、前記実施例 1 と同様な評価を実施したところ、（表 3）（血液吸引速度比較）、図 3（センサ感度比較）、（表 4）（センサ精度比較）に示すように実施例 1 同様に優れた血液吸引能力及びセンサ応答特性（感度、C V 値）が確認された。

【0 0 5 1】

【表 3】

	従来センサ	実施例 2 センサ
1	0.54	0.62
2	0.69	0.55
3	0.69	0.68
4	0.63	0.60
5	0.72	0.69
平均 (sec)	0.65	0.63

血液吸引速度比較（n = 5）

【0 0 5 2】

【表 4】

グルコース濃度	従来センサ	実施例 2 センサ
53mg/dl	6.25%	3.88%
83mg/dl	3.15%	2.17%
253mg/dl	3.49%	1.22%
488mg/dl	2.24%	1.60%
596mg/dl	2.49%	1.56%
992mg/dl	2.23%	2.05%

センサ精度 (C V 値) 比較

【 0 0 5 3 】

【発明の効果】

以上のように本発明によれば、反応試薬層上に界面活性剤層を設けることなく、確実に液体試料の吸引を助成することができ、センサの高性能化も図れることとなる。また従来のように界面活性剤層を塗布したり乾燥させたりする工程が無くなり、製造工程の簡略化を図り生産性を高めることができる。またさらに絶縁基板と電極との密着性向上という有利な効果も合わせて得られるものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の一実施の形態における血糖値測定用のバイオセンサを示す分解斜視図

【図 2】

本発明の実施例 1 におけるセンサの血液に対する感度を比較したグラフ

【図 3】

本発明の実施例 2 に於けるセンサ全血感度比較グラフ

【図 4】

従来 of 血糖値測定用のバイオセンサを示す分解斜視図

【符号の説明】

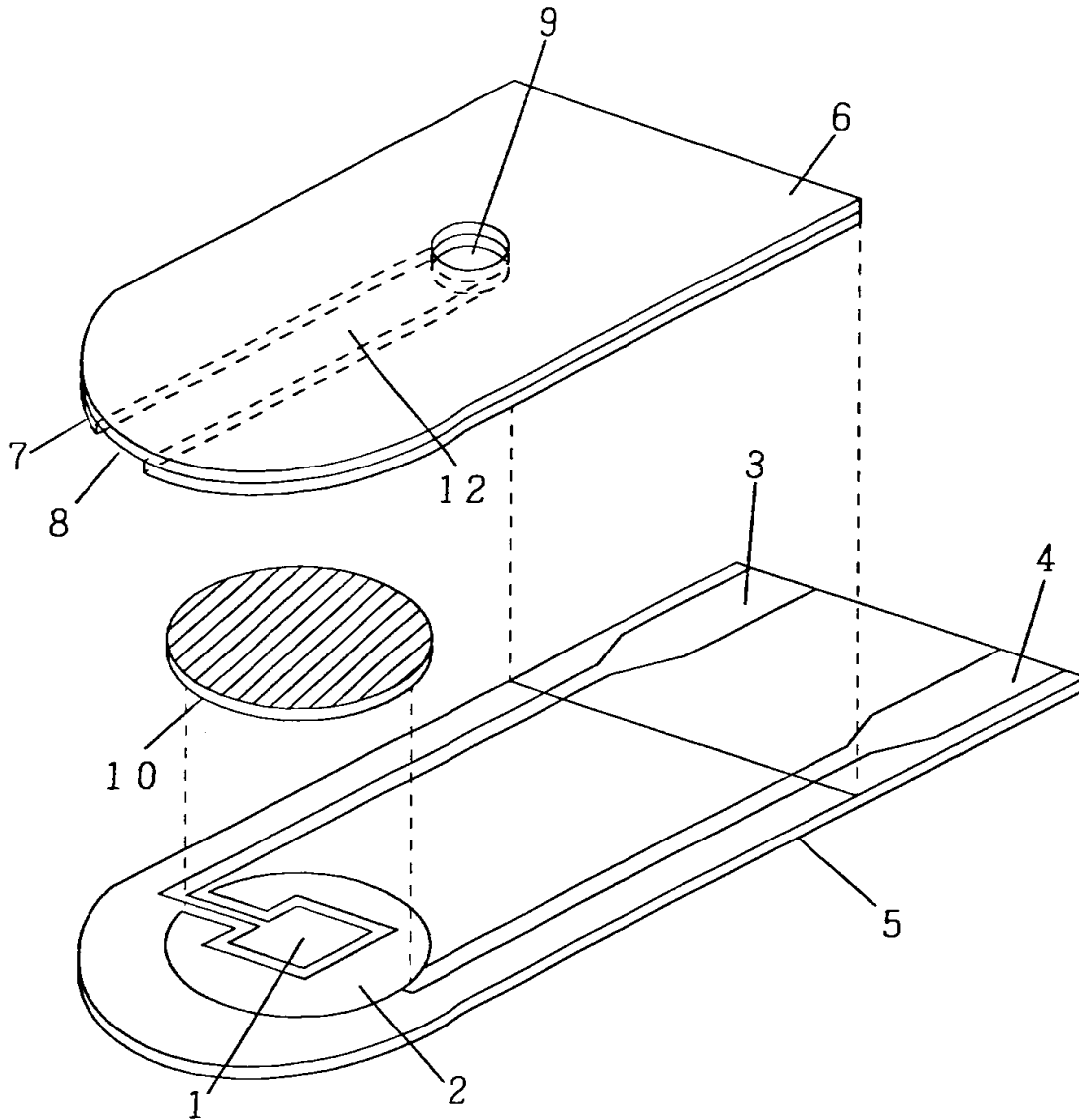
- 1 作用極
- 2 対極
- 3, 4 リード

- 5 絶縁基板
- 6 カバー
- 7 スペーサー
- 8 吸引口
- 9 空気逃げ孔
- 1 0 試薬層
- 1 1 界面活性剤層
- 1 2 キャビティ

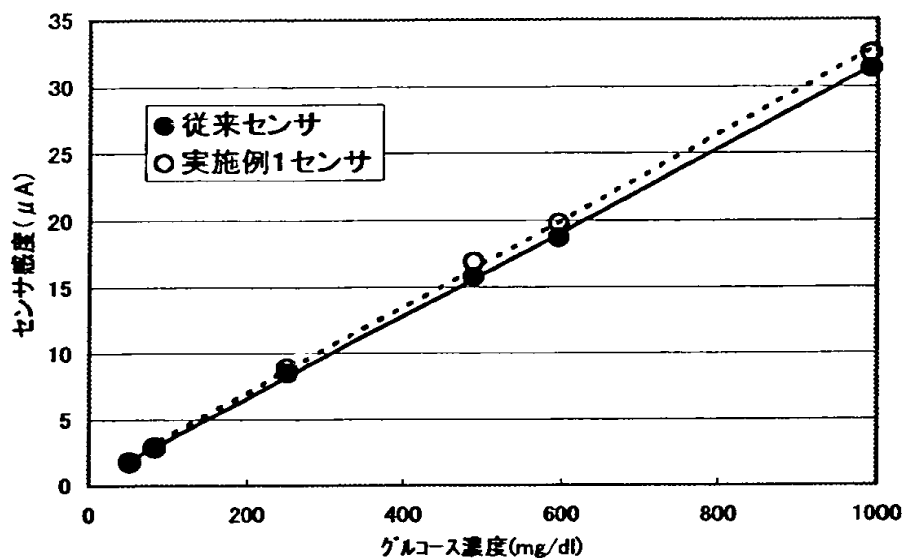
【書類名】

図面

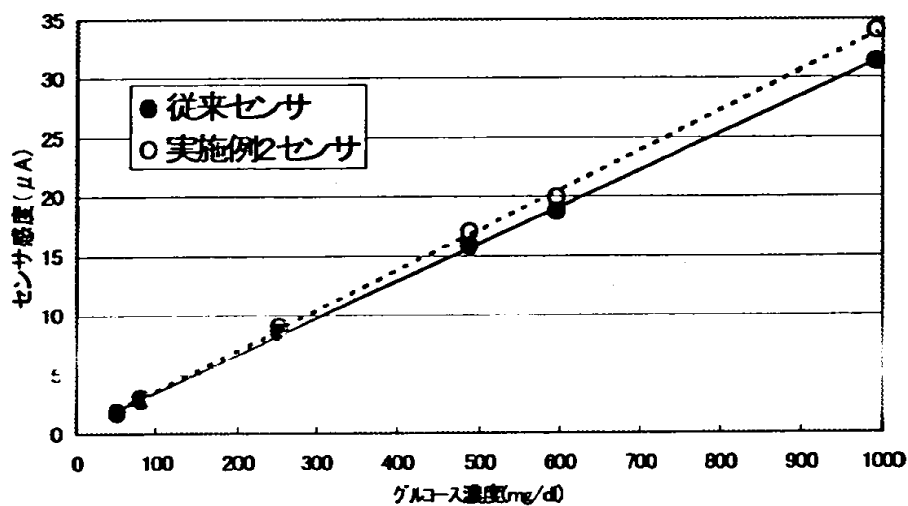
【図 1】



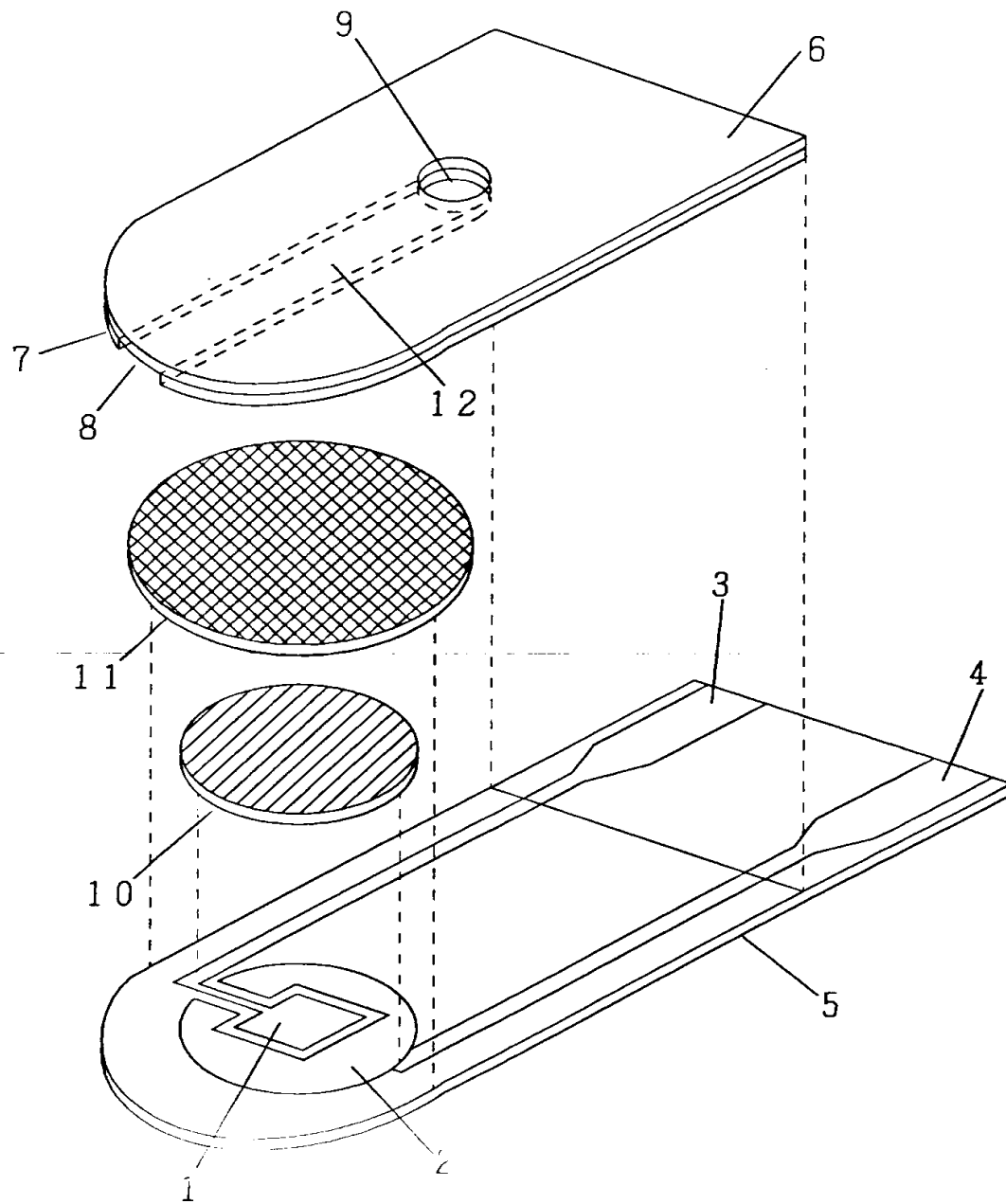
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 毛細管現象により液体試料を採取するキャビティを備え、試薬との反応により特定の成分を分析するバイオセンサにおいて、液体試料をキャビティ内へ導入する際の、導入を促進する構成を改善する。

【解決手段】 絶縁基板 5 上には、作用極 1 と対極 2 からなる電極と、試薬層 1 0 を形成する。さらにその上には毛細管現象により血液を吸引するキャビティ 1 2 を形成すべく、スペーサ 7 とカバー 6 とを貼り合わせる。血液の導入を促進するために、キャビティ 1 2 に面するスペーサ 7 とカバー 6 の側壁の一部にそれ自体が親水性を有するように処理を施している。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 5 8 2 1]

1. 変更年月日	1 9 9 0 年 8 月 2 8 日
[変更理由]	新規登録
住 所	大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地
氏 名	松下電器産業株式会社